3-Ч

УДК 612.822.3:51+616.8-009.83

В.И. Черний, Т.В. Острова, И.В. Качур
Донецкий национальный медицинский университет им. М. Горького
ДОКТМО, Украина
Государственный университет информатики и искусственного интеллекта,
г. Донецк, Украина

Применение метода нейросетевого моделирования для исследования электрической активности мозга человека, укладывающейся в понятие «норма»

В статье проведен нейросетевой анализ электрической активности мозга человека, укладывающейся в понятие «норма». Построена нейросетевая модель (нейронная сеть Кохонена), которая позволяет автоматически классифицировать электроэнцефалограммы организованного типа.

Наше предыдущее исследование, посвященное математическому анализу электрической активности мозга человека, укладывающейся в понятие «норма» [1], было основано на сравнении метода формализованной оценки ЭЭГ-паттернов [1] и метода топографического картирования мозга [1]. Для объективизации интерпретации данных спектрального анализа ЭЭГ разработан и внедрен метод интегрального количественного анализа электрической активности мозга человека (деклараційний патент А61В5/0476) [2]. В результате этого исследования проведена интегральная оценка паттернов ЭЭГ всех 4 групп I типа (организованного во времени и пространстве) единой классификации электрической активности головного мозга по классификации Е.А. Жирмунской, В.С. Лосева [1] и получены математические модели, отражающие изменение спектральной мощности ЭЭГ, характерные для нормы [1].

Однако разработанные математические модели не отражают изменение когерентности, которая показывает степень сходства двух исследуемых процессов ЭЭГ, причем в каждой из составляющей ее частоте. При этом определяется не только сходство по амплитуде и мощности колебаний, как это можно сделать при сравнении двух спектрограмм, но непременно при ее вычислении учитывается одновременность изменения протекания процесса во времени [3].

Кроме того, разработанные математические модели не отражают также реактивных перестроек электрической активности головного мозга в ответ на функциональную нагрузку (фотостимуляцию).

Таким образом, для получения более полного представления об организованном типе ЭЭГ, который большинство исследователей относят к понятию «норма», необходимо установить зависимость ЭЭГ от множества дополнительных входных факторов – стандартными методами такого анализа является кластерный анализ, построение многомерных регрессионных моделей, линейный дискриминантный анализ, байесовский подход [3]. При этом следует отметить, что хорошо развиты методы анализа для линейных моделей, что однако не всегда соответствует действительности для сложных биологических систем, к которым относится и изучаемое явление – электрическая активность головного мозга.

В последние годы для моделирования сложных многомерных объектов исследователи все чаще обращаются к нейронным сетям. Так, в работе «Нейронные сети в медицине» [4] дается обзор применения методов нейросетевого моделирования в практи-

ческой медицине и биологии. Отмечается, что «нейронные сети представляют собой нелинейные системы, позволяющие гораздо лучше классифицировать данные, чем обычно используемые линейные методы. В приложении к медицинской диагностике они дают возможность значительно повысить специфичность метода, не снижая его чувствительности» [4].

Широкому привлечению методов нейросетевого моделирования к медицинским задачам способствуют и некоторые особенности таких методов по сравнению с линейными: 1) нейронные сети не требуют формулировки каких-либо правил для принятия решения, они обучаются на примерах; 2) нейронные сети обладают способностью к обобщению (способности «видеть» сквозь шум); 3) нейронные сети обладают способностью к абстрагированию (способность извлекать идеальное из несовершенных входов) – что позволяет применять их к широкому классу задач распознавания образов.

Целью данной статьи является проведение нейросетевого анализа электрической активности мозга человека, укладывающейся в понятие «норма». Создание системы автоматической классификации электроэнцефалограмм организованного типа.

Материал и методы исследования. В основу классификации положено разложение сигнала ЭЭГ в ряд Фурье и последующий анализ спектральной плотности электрических сигналов, зафиксированных в отведениях. Для создания системы автоматической классификации электроэнцефаллограмм мы использовали метод математического моделирования – нейронные сети [4-7].

Регистрацию биопотенциалов мозга осуществляли с помощью нейро-физиологического комплекса. Комплекс топографического картирования ЭЭГ состоял из следующих компонентов:

– 8-канальный электроэнцефалограф фирмы Medicor;

– персональный компьютер IBM PC AT с аналогово-цифровым преобразователем;

– специальное программное обеспечение для хранения и обработки электроэнцефалограмм.

Использовали чашечковые хлорсеребряные электроды, которые накладывались в соответствии с международной системой «10 – 20» [1] в положения Fp1, Fp2, C3, C4, O1, O2, T3, T4. Применялось монополярное отведение биопотенциалов с референтным электродом на мочке ипсилатерального уха.

Запись ЭЭГ производили, в основном, при чувствительности ЭЭГ-канала равной 50 мкВ/см. Постоянная времени составила 0,3 с., а фильтр верхних частот – 50 Гц, что соответствует полосе регистрируемых колебаний 0,5 – 50 Гц.

Придерживались следующего протокола записи ЭЭГ: спокойное бодрствование, затем ахроматическая ритмическая фотостимуляция (ФТС) на частотах 2, 6, 10, 20 Гц. Источником света служила импульсная электрическая лампа с энергией вспышек 0,3 Дж, установленная на расстоянии 10 – 12 см от глаз испытуемого строго по средней линии. Подавались короткие (не превышающие 20 мкс.) ритмические сигналы-вспышки. Продолжительность, интенсивность и интервалы между вспышками были неизменны. Вспышки подавались сериями продолжительностью до 10 секунд. Интервал времени между сериями вспышек заданной частоты составлял не менее 2 минут.

В состав программного обеспечения входили функции быстрого преобразования Фурье и вычисления спектров мощности, когерентности усредненно для следующих частотных диапазонов ЭЭГ: δ (1 – 4 Гц), θ (5 – 7 Гц), α (8 – 12 Гц), $\alpha 1$ (9 – 11 Гц), $\beta 1$ (13 – 20 Гц), $\beta 2$ (20 – 30 Гц). Изучались показатели абсолютной мощности (мкВ/$\sqrt{}$Гц), относительной мощности (%) и когерентности (%) по вышеописанным частотным диапазонам. Записи проводились для FON, FTS2, FTS6, FTS10.

Для объективизации интерпретации ЭЭГ-паттернов на основании сопоставления формализованной оценки ЭЭГ и спектрального анализа ЭЭГ, разработан и введен в практику ряд коэффициентов и проанализирована их информативность в оценке спектральной мощности ЭЭГ:

1) $kfc\ 1 = (\delta + \theta + \beta 1)/(\alpha + \beta 2)$;

2) kfc 2 = $(\delta + \theta)/(\alpha + \beta 1 + \beta 2)$;
3) kfc 3 = $(\delta + \theta + \beta 1)/(\alpha 1 + \beta 2)$;
4) kfc 4 = $(\delta + \theta)/(\alpha 1 + \beta 1 + \beta 2)$;
5) kfc 5 = $\beta 1/\beta 2$;
6) kfc 6 = θ/δ;
7) kfc 7 = θ/α;
8) kfc 8 = $\theta/\alpha 1$;
9) kfc 9 = δ/α;
10) kfc 10 = $\delta/\alpha 1$;
11) kfc 11 = δ/θ;
12) kfc 12 = $\Sigma[(L-R)/L]$;
13) kfc 13 = OCF = $[(O1 + O2)/2 - (C1 + C2)/2] + [(C1 + C2)/2 - (F1 + F2)/2]$; kfc 14 = $\alpha/\alpha 1$ [1].

Изучен характер изменения показателей межполушарной когерентности (%) в лобной (Fp1 – Fp2), теменной (C3 – C4), височной (T3 – T4) и затылочной (O1 – O2) областях головного мозга и внутриполушарной когерентности слева (Fp1 – C3, Fp1 – T3, Fp1 – O1, T3 – O1, T3 – C3, C3 – O1) и справа (Fp2 – C4, Fp2 – T4, Fp2 – O2, T4 – O2, T4-C4, C4-O2). Рассчитывался интегральный показатель когерентности как среднее арифметическое уровней когерентности различных областей мозга, а также показатель средней когерентности по частотному диапазону и по всему мозгу.

Особое внимание уделялось подготовке исходного электроэнцефалографического сигнала для дальнейшей компьютерной обработки. Визуально отбирался наиболее представительный участок безартефактной ЭЭГ. Длительность его, в большинстве случаев, составила 4 секунды. Для каждого ЭЭГ-паттерна были рассчитаны коэффициенты, показатели абсолютной (АМ) и относительной (ОМ) мощности (всего 69 признаков) и показатели когерентности (всего 92 признака).

Обследовано 108 добровольцев в возрасте от 21 года до 33 лет, которые после проведенного обследования были признаны соматически и неврологически здоровыми. Среди обследованных были 61 мужчина и 47 женщин. Электроэнцефалографические исследования были проведены в лаборатории функциональной диагностики в стандартных условиях. Все обследуемые во время исследования находились в условиях свето- и звукоизоляции, располагались полулежа в кресле с закрытыми глазами. Перед проведением исследования обследуемым добровольцам объясняли суть и порядок проведения процедуры.

Несмотря на то, что в исследуемую группу были отобраны клинически здоровые мужчины и женщины, которые не имели в анамнезе психических и неврологических нарушений, только для 72 человек из 108 обследованных добровольцев были характерны изменения электрической активности мозга, которые укладывались в понятие «норма».

Термин «нормальная электроэнцефалограмма» всегда относителен, а критерии, на основании которых исследователи предлагают оценивать ЭЭГ как нормальную, весьма дискутабельны. Большинство исследователей считают, что в нормальной электроэнцефалограмме должны доминировать α-активность, смешиваясь с низкоамплитудной быстрой активностью и отдельными медленными волнами [1].

Для стандартизации исследования нами проведена формализованная оценка электроэнцефалограмм методом систематизации, классификации и кодирования электроэнцефалограмм человека, предложенным Е.А. Жирмунской, В.С. Лосевым [8]. Авторами выделяется 5 основных типов ЭЭГ, которые отражают одну из наиболее важных характеристик каждого типа – степень и характер организации целостного паттерна ЭЭГ. Только для I-го типа ЭЭГ – организованного (во времени и пространстве) характерны изменения электрической активности мозга, которые укладывались в понятие «норма». Основным компонентом ЭЭГ этого типа является α-ритм, который характеризуется высокой степенью регулярности, достаточно хорошо модулирован, имеет хороший или слабо измененный амплитудный градиент по областям мозга [8].

В I-й тип классификации входят четыре группы. По результатам исследования Е.А. Жирмунской, В.С.Лосева [8] в пределах I-го типа чаще встречаются группы 2-я и 3-я (с наличием легких структурных и пространственных изменений ЭЭГ), реже – группы 1-я («идеальная норма») и 4-я, характеризующаяся заметным усилением β-колебаний низкой частоты.

Итак, в качестве объекта классификации были использованы записи ЭЭГ, полученные при обследовании 72 добровольцев, у которых изменения электрической активности мозга укладывались в понятие «норма». Были обработаны 288 записей ЭЭГ по 8-и отведениям (всего 2304 результата исследования) для 72 человек.

Спектр исходного ряда рассчитывался по формуле:

$$C_k = \sum_{n=0}^{N-1} X_n \times e^{-i \times 2\pi nk/N}, \quad (1)$$

где N – количество отсчетов во входных данных, C_k – k-ая составляющая спектра, X_n – n-ый элемент выходных данных, $i = \sqrt{-1}$ – мнимая единица. Для разложения исходного сигнала в ряд Фурье использовалось стандартное быстрое преобразование Фурье (БПФ). При разложении в ряд Фурье, составляющие спектра C_k – комплексные числа, при этом фаза спектральной составляющей в построении модели классификации не учитывалась, в расчет принималась только величина этой составляющей – $|C_k|^2$. В стандартной записи обрабатывались сигналы длительностью 16 секунд, полученные с дискретностью в $\Delta\tau = \frac{1}{64}$ секунды, что позволило рассчитывать спектр сигнала в диапазоне 0,1 – 32 Гц, что включает в себя α, β, δ, θ частотные диапазоны ЭЭГ.

Нейросетевые модели строились с использованием пакета STATISTICA NEURAL NETWORKS [6].

Анализ полученных результатов и их обсуждение

Результаты кластеризации в пространстве коэффициентов мощности и когерентности для протокола записи ЭЭГ: спокойное бодрствование

Для построения автоматической классификации электроэнцефаллограмм по результатам исследования электрической активности мозга в состоянии спокойного бодрствования была создана нейронная сеть Кохонена со 160-ю нейронами (160 коэффициентов мощности и когерентности для протокола записи ЭЭГ: спокойное бодрствование) во входном слое и четырьмя нейронами в выходном. В качестве объекта классификации были использованы записи ЭЭГ, полученные при обследовании 72 добровольцев, у которых изменения электрической активности мозга укладывались в понятие «норма», которые принадлежали к 1 – 4 группам I типа (организованного во времени и пространстве) единой классификации электрической активности головного мозга по классификации Е.А. Жирмунской, В.С. Лосева [8]. Оптимальное количество различных кластеров, в которых проводится классификация, вычислялось с помощью процедуры расчета коэффициента контрастности разбиения [9]. На рис. 1 представлены результаты расчета оптимального числа кластеров (указано значение коэффициента Contrast и 95 % доверительный интервал). Исходя из определения этого показателя установлено, что в случае, когда объекты сосредоточены, в основном, вблизи центров кластеров, контрастность разбиения будет иметь высокое значение, в случае, когда объекты распределены в пространстве признаков однородно – низкое. Это позволяет, рассчитав контрастность данного разбиения, сделать заключение о том, насколько эффективным является разбиение анализируемых объектов на указанное число кластеров. Результаты анализа указывают на аномально высокое значение показателя контрастности

в случае разбиения множества на 4 кластера. В то же время, при разбиении на более чем 4 кластера можно говорить о разбиении равномерно распределенных объектов в 4-мерном пространстве признаков (наклоны прямых равномерного распределения объектов и анализируемого случая не отличаются между собой). В связи с этим можно сделать вывод, что анализируемые объекты разделяются в 160-мерном пространстве признаков в 4 различных группы.

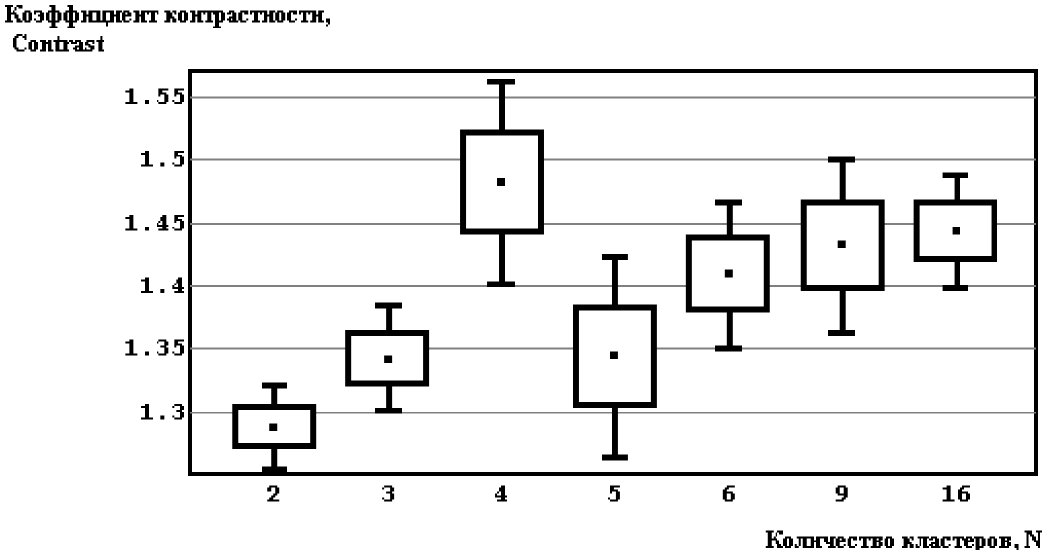
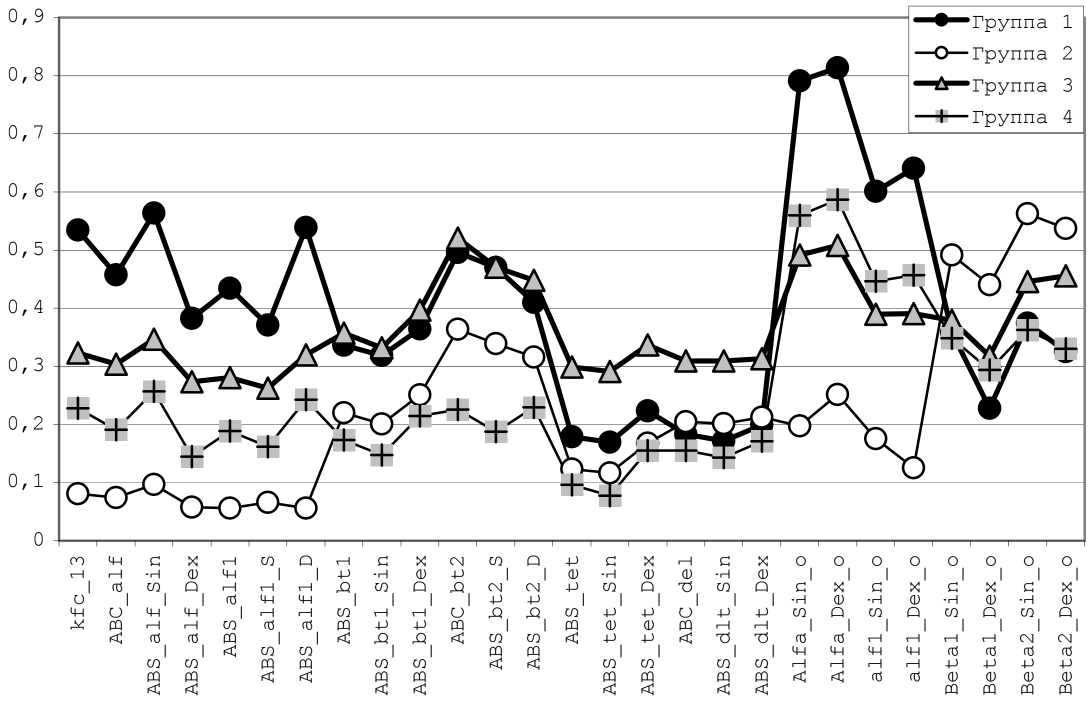
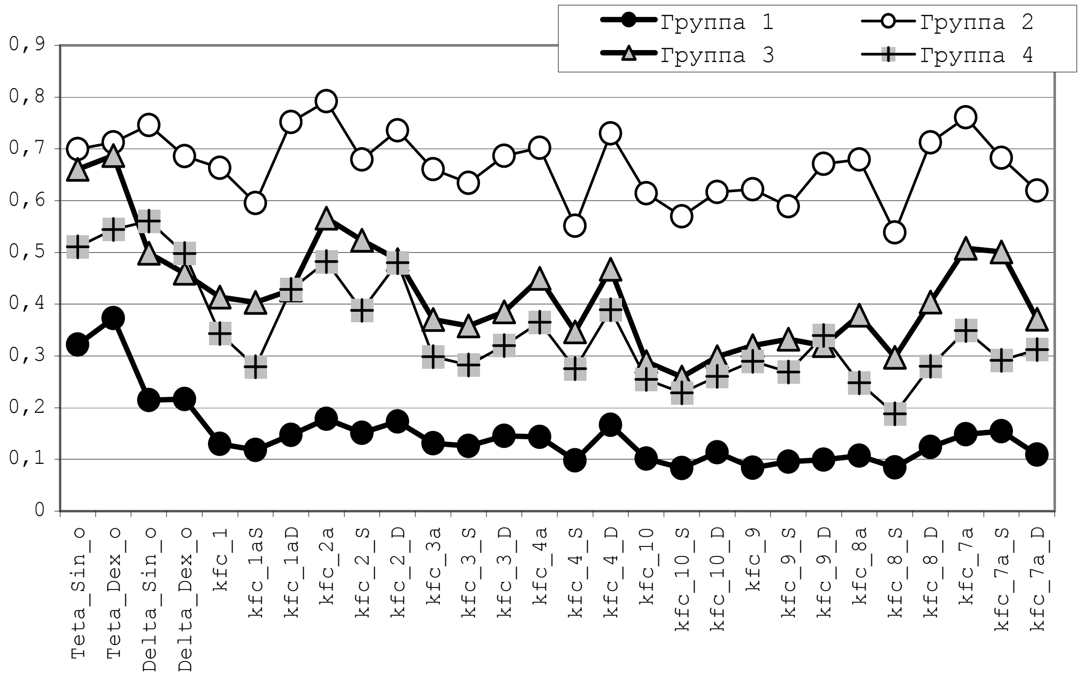


Рисунок 1 – Изменение коэффициента контрастности разбиения записей ЭЭГ для различного числа кластеров (использована процедура [9])

На рис. 2 представлены положения центров кластеров в многомерном пространстве признаков коэффициентов мощности и когерентности (в относительных единицах).





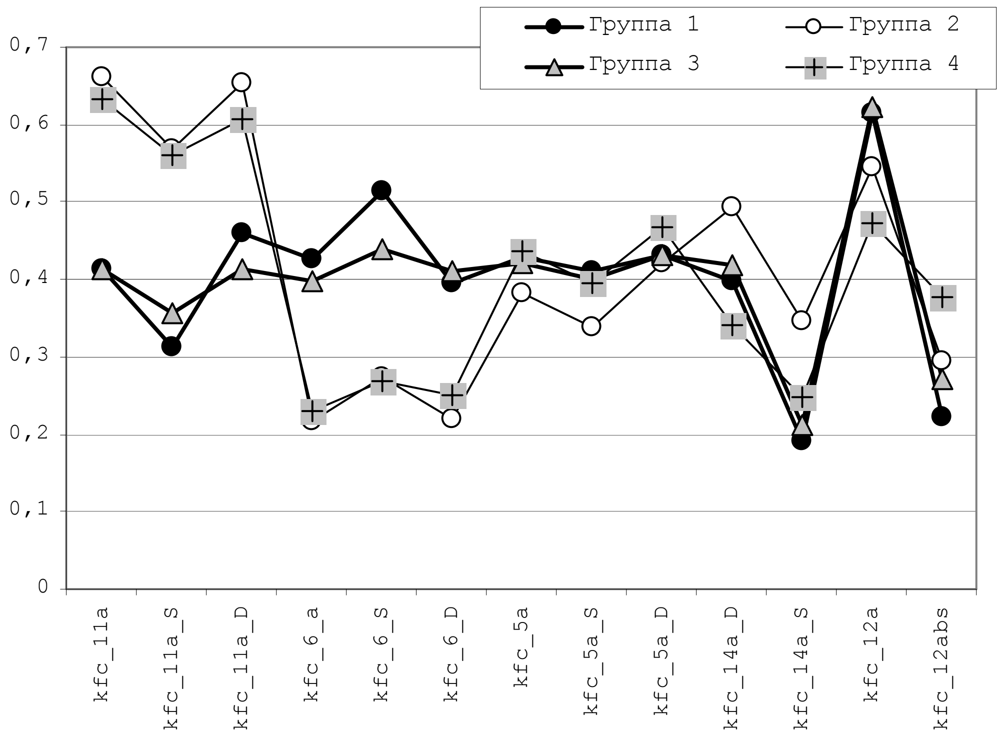


Рисунок 2 – Положения центров кластеров в многомерном пространстве признаков коэффициентов мощности и когерентности (в относительных единицах)

Следует отметить, что записи ЭЭГ, которые попали в различные кластеры различались и по единой классификации электрической активности головного мозга Е.А. Жирмунской, В.С. Лосева [8] (различие статистически значимо на уровне p = 0,047). На рис. 3 представлено значение среднего номера группы I типа в классификации Е.А. Жирмунской, В.С. Лосева [8] для выделенных кластеров.

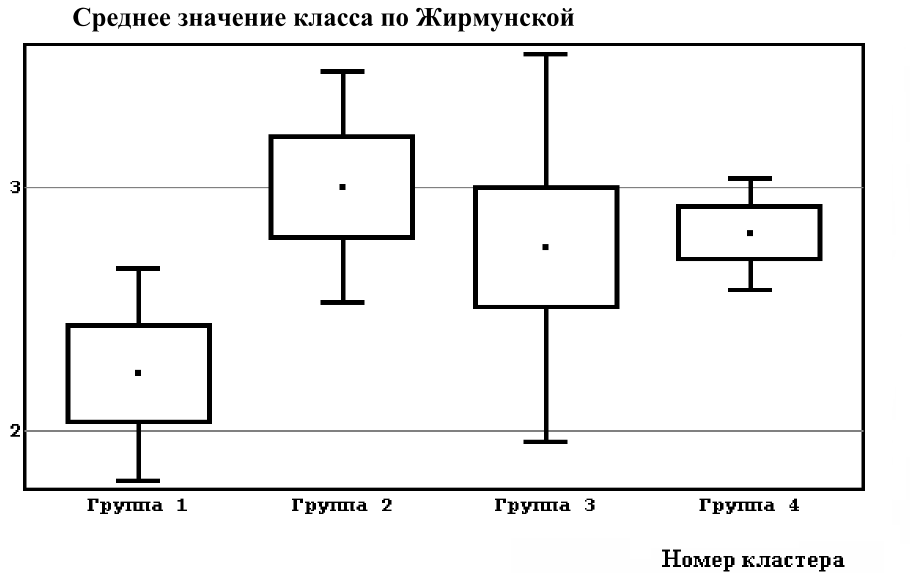


Рисунок 3 – Изменение классификации Е.А. Жирмунской, В.С. Лосева [10] для выделенных кластеров

Полученные группы отличались абсолютными значениями интегральных показателей (kfc1 – kfc4). Максимальное значение шкалы –1. Так, 1 группа характеризовалась низкими цифрами данных коэффициентов и колебалась от 0,14 до 0,18; 4 группа характеризовалась высокими цифрами – от 0,66 до 0,8; 3 группа (от 0,38 до 0,57) и 2 группа (от 0,3 до 0,48) характеризовались средними значениями шкалы. Минимальные флуктуации интегральных показателей в 1 группе (Δkfc1 – kfc4 = 0,04), максимальные соответственно во 2, 3 и 4 группах 0,14; 0,19; 0,18.

Анализируя изменения kfc1D – kfc1S, можно отметить, что в 1 и 3 группах разность значений составила всего до 0,02, а в 2 и 4 группах – 0,14 – 0,17. Причем во всех исследуемых группах kfc1D был больше, чем kfc1S.

Видно, что kfc5 во всех четырех группах флуктуировал в пределах 0,03.

Kfc6 в 1 группе и 3 группе имеют соотношение θ/δ 0,4 – 0,42, а во 2 и 4 группах соотношение θ/δ сотавило 0,21 – 0,22, то есть в 1 и 3 группах тета-активность превалирует над дельта. Данная тенденция сохранена при изменении kfc6 справа и слева.

Аналогично изменениям kfc6 изменяется его обратный коэффициент kfc11.

Изучая изменение kfc7, необходимо отметить, что дезорганизация паттернов ЭЭГ за счет увеличения тета-активности нарастает в следующем порядке: 1, 2, 3, 4 группы. Аналогичны изменения kfc7S – kfc7D. Kfc8 также отражает дезорганизацию паттернов от 1 группы к 4 группе.

Изучая изменение kfc9 и kfc10 рассчитанных по всему мозгу и по обеим половинам, показали, что изменения в 1 группе и 4 группе полярны, градиент значений доходит до 0,5 – 0,6. В 3 и 4 группах kfc9 и kfc10 практически не отличаются. Таким образом, составляющая дельта-активности в ЭЭГ-паттернах этих групп приблизительно одинаковая, а степень дезорганизации их в большей мере опредеделяется изменениями тета-активности.

Изменения kfc14 свидетельствуют о превалировании α-ритма над α1-ритмом с обеих сторон в паттернах 4 группы, где дезорганизация максимальна.

Kfc13 очень четко отражает распределение альфа-активности от затылочных областей к лобным. Изменения в 1 группе и 4 группе полярны, градиент значений доходит до 0,43. Показатели абсолютных значений альфа- и альфа1-активностей также отражает уменьшение альфа-активности по мере нарастания дезорганизации. Градиент изменений абсолютной мощности между 1 и 4 группами составляет от 0,3 до 0,4, а относительной мощности – до 0,6 – 0,7.

Показатели абсолютных значений дельта-активности в 1, 2, и 4 группах 0,2 и меньше, а в 3 группе – 0,3. Но изучение относительной мощности отражает увеличение дельта-активности по мере нарастания дезорганизации от 1 до 4 группы.

Показатели абсолютных значений тета-активности в 1, 2, и 4 группах 0,2 и меньше, а в 3 группе – 0,3. Градиент изменений абсолютной мощности между 1, 2, 4 группами и 3 группой составляет от 0,1 до 0,2. Изучение относительной мощности отражает увеличение тета-активности по мере нарастания дезорганизации от 1 до 4 группы. Минимальные значения были в 1 группе (0,38), во 2 группе – 0,5, а в 3 и 4 группах составили от 0,68 до 0,71 и были идентичны.

Показатели абсолютных значений бета1-активности в 1 и 3 группах были на 0,2 больше, чем во 2 и 4 группах. При изучении относительной мощности картина коренным образом меняется: бета1-активность в 4 группе были на 0,1 – 0,2 выше, чем в 1, 2 и 3 группах. Этот факт в какой-то мере подтверждает мысль о том, что бета1-активность больше характерна для патологии, чем для нормы [1].

Показатели абсолютных значений бета2-активности в 1 и 3 группах были на 0,25 – 0,3 выше, чем во 2 группе. А показатели в 4 группе занимали промежуточную позицию. При изучении относительной мощности картина меняется: бета2-активность в 4 группе была максимальной.

При проведении кластеризации испытуемых в многомерном пространстве признаков коэффициентов, показателей мощности и когерентности важным является условие их независимости (отсутствия корреляционных связей). В связи с этим на первом этапе был проведен корреляционный анализ значений полученных коэффициентов.

В результате для пространства коэффициентов мощности был выделен набор 8 взаимно-некоррелированных признаков, к которым были отнесены: kfc_1, kfc_5, kfc_12, kfc_11_D, ABS_dlt_Sin, ABS_bt2_S, kfc_14_D, kfc_14_S. Для пространства коэффициентов когерентности был выделен набор 5 взаимно-некоррелированных признаков, к которым были отнесены: KG summ_alf, KG summ_dlt, KG_f1f2, KG c3c4_mu, KG_c4o2.

Результаты кластеризации в пространстве коэффициентов мощности

При проведении кластерного анализа была построена нейронная сеть Кохонена с 32-я нейронами (8 признаков для 4-х видов записи ЭЭГ) во входном слое и двумя нейронами в выходном (изменение количества нейронов выходного слоя не выявило наличия в многомерном пространстве признаков значимо различающихся кластеров, в связи с чем разбиение более чем на два кластера не проводилось).

После построения нейросетевой модели к первому кластеру – V1 было отнесено 20 случаев, ко второму – V2 – 52 случаев.

На рис. 4 представлены положения центров кластеров в многомерном пространстве признаков коэффициентов мощности в ответ на фотостимуляцию.

Таким образом, установлено, что ЭЭГ организованного типа, характерная для здорового человека, при проведении кластеризации испытуемых в многомерном пространстве признаков коэффициентов спектральной мощности может дифференцироваться только на два нейрона в выходном слое, которые существенно отличаются по ряду параметров (kfc_1, kfc_5, kfc_12, kfc_11_D, ABS_dlt_Sin, ABS_bt2_S, kfc_14_D, kfc_14_S), и таким образом может быть разделена на две группы.

Показатели kfc_1 и kfc_5 существенно не отличаются в обоих кластерах и изменяются аналогично, не реагируя на FTS.

Изучая изменение кластеров V1 и V2 в выходном слое для средних значений kfc 12 Σ[(L-R)/L], было установлено, что показатели, отнесенные к кластеру V1, отражают слабо выраженную правополушарную асимметрию, а показатели, отнесенные к кластеру

V2 – левополушарную, которая характерна для «идеальной нормы». Значения kfc 12 Σ[(L-R)/L] при проведении фотостимуляции существенно не изменялись, тем не менее отмечается четкая тенденция к увеличению левосторонней межполушарной асимметрии в ответ на FST6 в обеих группах.

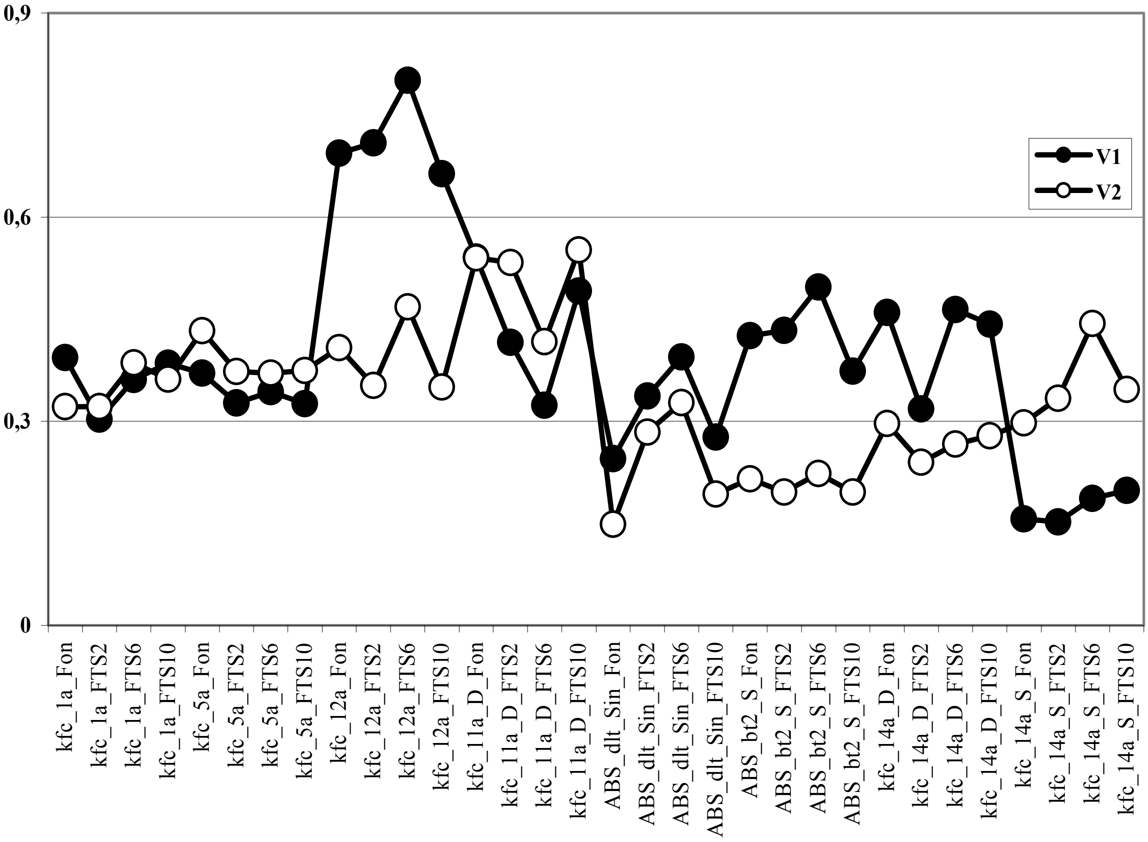


Рисунок 4 – Изменение коэффициентов мощности взаимно-некоррелированных признаков в ответ на ахроматическую ритмическую фотостимуляцию на частотах 2, 6, 10 Гц

Характерным различием в обеих группах являются разные уровни бета- и дельта-активности в левом полушарии (ABS_bt2_S, ABS_dlt_S), причем показатели, отнесенные к кластеру V1, превышают показатели, отнесенные к кластеру V2. В ответ на FST6 показатель ABS_bt2_S, отнесенный к кластеру V1, и показатель ABS_dlt_S, отнесенный к обоим кластерам, увеличивались, а показатель kfc_11_D уменьшался. Уменьшение kfc 11 (δ/θ) справа свидетельствует о том, что правое полушарие в ответ на FST6 генерирует преимущественно тета-активность.

По-разному в обеих группах выглядит соотношение α- и α1-ритмов. Так, kfc_14_D, отнесенный к кластеру V1, превышает этот коэффициент, отнесенный к кластеру V2, а kfc_14_S (V2) наоборот превышает kfc_14_S (V1).

На рис. 5 – 7 представлены для сравнения интервальные оценки (95 % доверительный интервал) средних значений отдельных, в наибольшей степени отличающихся, коэффициентов мощности (kfc_12, ABS_bt2_S, kfc_14_S) в ответ на фотостимуляцию, различия средних значений этих показателей для двух кластеров статистически значимы, $p < 0,05$.

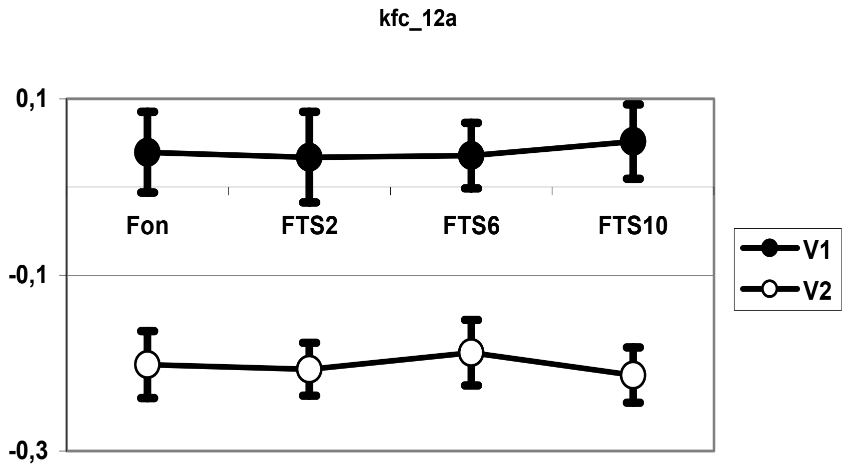


Рисунок 5 – Изменение коэффициента мощности kfc_12a в ответ на ахроматическую ритмическую фотостимуляцию на частотах 2, 6, 10 Гц ($p < 0,05$ между v1 и v2)

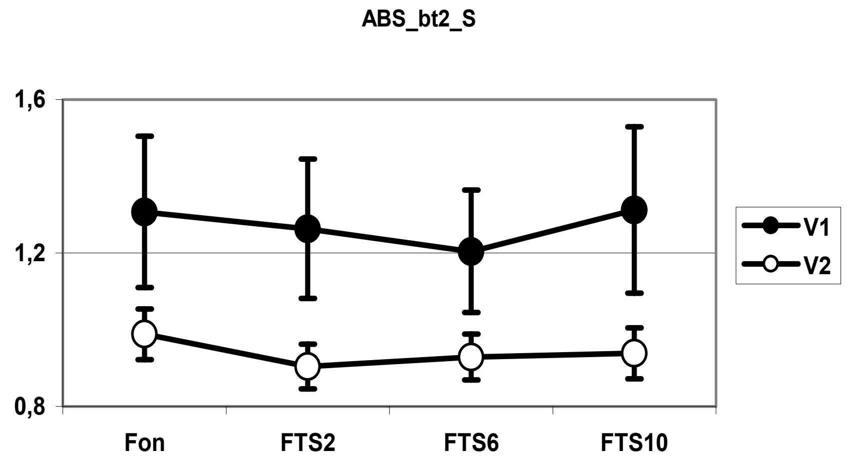


Рисунок 6 – Изменение коэффициента мощности ABS_bt2_S в ответ на ахроматическую ритмическую фотостимуляцию на частотах 2, 6, 10 Гц ($p < 0,05$ между v1 и v2)

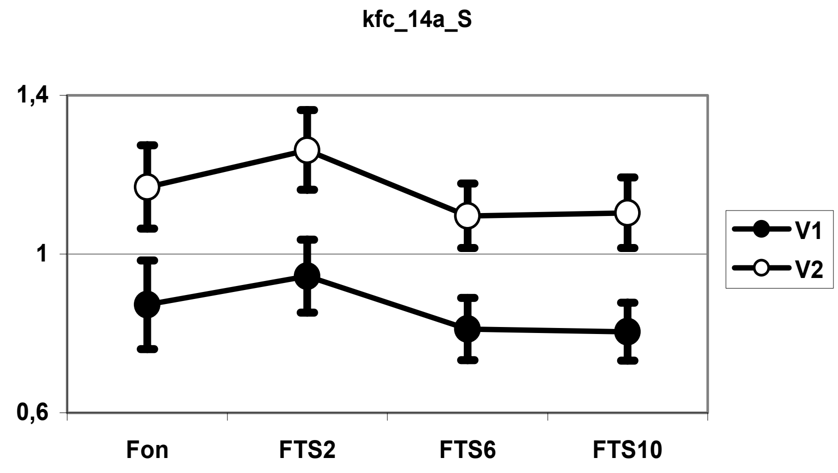


Рисунок 7 – Изменение коэффициента мощности kfc_14_S в ответ на ахроматическую ритмическую фотостимуляцию на частотах 2, 6, 10 Гц ($p < 0,05$ между v1 и v2)

Результаты кластеризации в пространстве коэффициентов когерентности. При проведении кластерного анализа была построена нейронная сеть Кохонена с 20-ю нейронами (5 признаков для 4-х видов записи ЭЭГ) во входном слое и двумя нейронами в выходном (изменение количества нейронов выходного слоя не выявило наличия в многомерном пространстве признаков значимо различающихся кластеров, в связи с чем разбиение более чем на два кластера не проводилось).

После построения нейросетевой модели к первому кластеру – V1 было отнесено 33 случая, ко второму – V2 – 39 случаев.

На рис. 8 представлены положения центров кластеров в многомерном пространстве признаков коэффициентов когерентности (в относительных единицах) в ответ на фотостимуляцию.

Установлено также, что ЭЭГ организованного типа, характерная для здорового человека, существенно отличается по ряду параметров когерентности: KG summ_alf, KG summ_dlt, KG_f1f2, KGc3c4_mu, KG_c4o2.

Показатели KG summ_alf и KG summ_dlt, KG_c4o2, отнесенные к кластеру V1, превышают соответственно показатели KG summ_alf и KG summ_dlt, KG_c4o2, отнесенные к кластеру V2. ЭЭГ организованного типа, характерная для здорового человека, реагирует на FTS2 уменьшением уровня межполушарной когерентности KG_f1f2 в обеих группах.

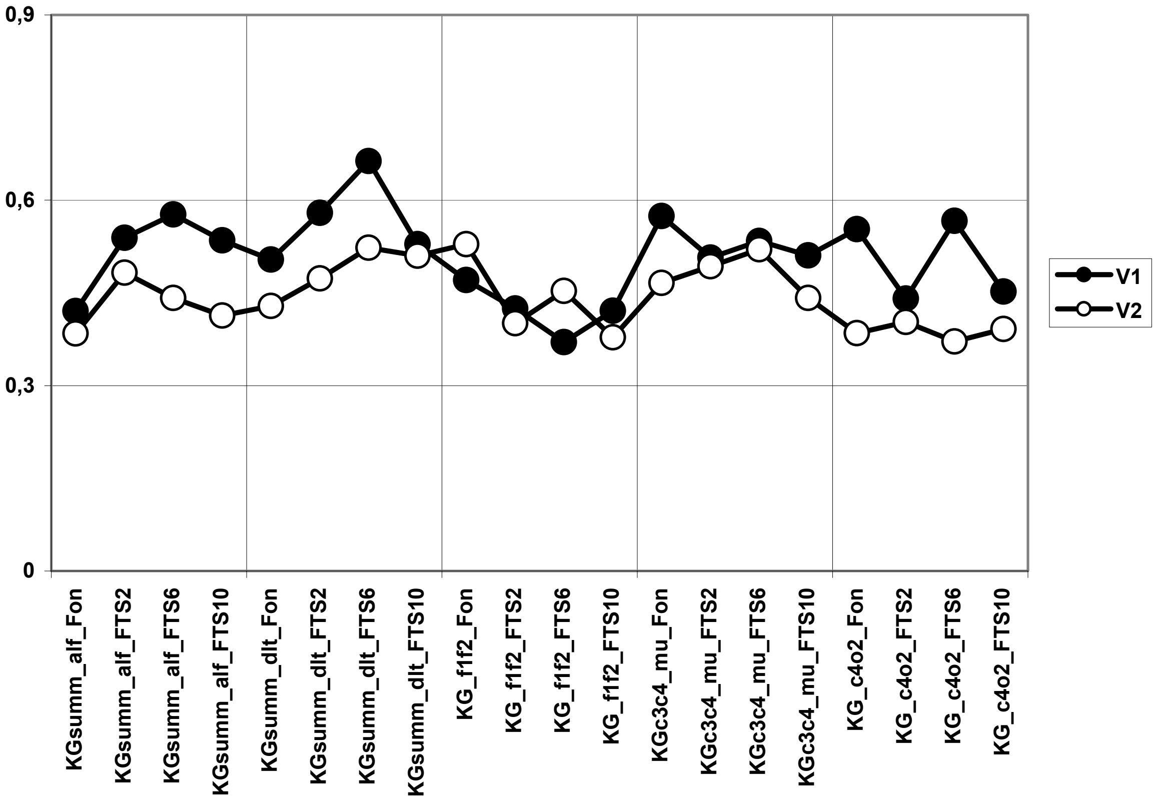


Рисунок 8 – Изменение коэффициентов когерентности взаимно-некоррелированных признаков в ответ на ахроматическую ритмическую фотостимуляцию на частотах 2, 6, 10 Гц

Таким образом, установлено, что ЭЭГ организованного типа, характерная для здорового человека в ответ на ахроматическую ритмическую фотостимуляцию, при проведении кластеризации испытуемых в многомерном пространстве признаков

коэффициентов спектральной мощности и когерентности может дифференцироваться только на два нейрона в выходном слое, которые существенно отличаются по ряду параметров (kfc_1, kfc_5, kfc_12, kfc_11_D, ABS_dlt_Sin, ABS_bt2_S, kfc_14_D, kfc_14_S, KG summ_alf, KG summ_dlt, KG_f1f2, KG c3c4_mu, KG_c4o2), и таким образом может быть разделена на две группы.

Выводы

1. Таким образом, установлено, что для протоколов записей ЭЭГ спокойное бодрствование организованного типа, характерного для здорового человека (I типа единой классификации электрической активности головного мозга по классификации Е.А. Жирмунской, В.С. Лосева [8]), в многомерном пространстве признаков коэффициентов спектральной мощности и когерентности может быть выделено 4 различные группы, у которых изменения электрической активности мозга укладывались в понятие «норма».

2. Установлено, что ЭЭГ организованного типа, характерная для здорового человека в ответ на ахроматическую ритмическую фотостимуляцию, при проведении кластеризации испытуемых в многомерном пространстве признаков коэффициентов спектральной мощности и когерентности может дифференцироваться только на два нейрона в выходном слое, и таким образом может быть разделена на две группы.

3. На основании проведенного анализа построена нейросетевая модель (нейронная сеть Кохонена), которая позволяет автоматически классифицировать электроэнцефалограммы организованного типа.

Литература

1. Острова Т.В., Черній В.І., Шевченко А.І. Алгоритм діагностики реактивності ЦНС методами штучного інтелекту / За редакцією академіка АМН України В.М. Казакова. – Донецьк: ІПШІ «Наука і освіта», 2004. – 178 с.
2. Черній В.І., Статінова О.А., Острова Т.В. Деклараційний патент на корисну модель «Способ інтегрального кільсного анализу електричної активності головного мозгу». Затвердженно 26 липня 2005 року; 9648; А61В5/0476; Бюл. № 10.
3. Справочник по прикладной статистике: В 2 т.: Пер с англ. / Под ред. Э. Лойда, У. Ледермана, С.А. Айвазяна, Ю.Н. Тюрина. – М.: Финансы и статистика, 1990.
4. Ежов А., Чечеткин В. Нейронные сети в медицине // Открытые системы. – 1997. – № 4. – С. 34-37.
5. Применение математических методов в исследованиях по физиологии человека / Под ред. В.Н. Казакова. – Серия «Очерки биологической и медицинской информатики». – Донецк: Изд-во Донецкого государственного медицинского университета им. М. Горького, 2000. – 84 с.
6. Уоссермен Ф. Нейрокомпьютерная техника. – М.: Мир, 1992. – 124 с.
7. Краткое руководство по SNN, «Нейронные сети» STATISTICA. – StatSoft Russia, 1998. – 355 с.
8. Жирмунская Е.А., Лосев В.С. Системы описания и классификация электроэнцефалограмм человека. – М.: Наука, 1984. – 79 с.
9. Лях Ю.Е., Гурьянов В.Г. Обоснование выбора оптимального числа кластеров для метода самоорганизующихся карт Кохонена // Клиническая информатика и телемедицина. – 2005. – Т. 2, № 1. – С. 124.
10. Клиническое руководство по черепно-мозговой травме / Под. ред. А.Н. Коновалова, Л.Б. Лихтермана, А.А. Потапова. – М.: Антидор, 1998. – Т. I. – С. 361-394.

В.І. Черній, Т.В. Острова, І.В. Качур

Застосування методу нейромережного моделювання для дослідження електричної активності мозку людини, що укладається в поняття «норма»

У статті проведений нейромережний аналіз електричної активності мозку людини, що укладається в поняття «норма». Побудована нейромережна модель (нейронна мережа Кохонена), яка дозволяє автоматично класифікувати електроенцефалограми організованого типу.

Статья поступила в редакцию 08.05.2008.